

A háromdimenziós virtuális és nyomtatott szívmodellek megkönnyítik a komplex műtétek megtervezését és javítják a betegbiztonságot a csecsemő- és gyermekszívsebészetben

Király László dr.

Pediatric Cardiac Surgery, Cardiac Sciences, Sheikh Khalifa Medical City, Abu Dhabi, Egyesült Arab Emírségek
Semmelweis Egyetem, Népegészségügyi Intézet, Budapest

Bevezetés: A háromdimenziós (3D-s) modellezés és nyomtatás elősegíti a személyre szabott gyógyítást. A kongenitális szívsebészetben a 3D-modellek a vizuális és taktilis ingerek egyesítésével megkönnyítik a komplex anatómia megértését, hozzájárulnak a műtétek megtervezéséhez és elpróbálásához (virtuális műtét). Használatukkal javulhat a kommunikáció a multidiszciplináris gyógyító csapaton belül, illetve a betegek és hozzátartozók felé. A 3D-modellek gyakran új anatómiai információt is nyújtanak, és alternatív műtéti megoldásokra sarkallnak.

Célkitűzés: Mindezen lehetséges klinikai előnyök megvalósulását vizsgáltuk.

Módszer: A komputertomográfias-angiográfias adatokból elkészült a szívnyagerek virtuális 3D-modellje, amelyből életnagyságú „vértérfogat”- (átlátszatlan anyagból) és egy 1,5x-es nagyítású „üreges” (rugalmas, áttetsző anyagból) 3D-nyomtatvány készült. A modellek pontosságát a műtéti viszonyokkal ellenőriztük.

Eredmények: Tizenkét komplex veleszületett szívbeteg (6 fiú, 6 lány, medián életkor: 11 hónap; tartomány: 6,5–82) szívnyagereinek 3D virtuális és 3D nyomtatott modelljét készítettük el szívűtetre való előkészítés keretében. Az intraoperatív viszonyok milliméteres nagyságrendben igazolták a modellek pontosságát. Az atrioventricularis billentyűk 3D-nyomtatással való ábrázolására a módszer jelenleg nem alkalmas. A modellek 8 esetben pontosították a diagnózist, 6-ban új információt nyújtottak (rendellenes coronaria eredés/lefutás, korábban nem észlelt kommunikáció stb.); 6-ban megváltoztatták a műtéti tervet (például megnyitandó szívűreg, intracardialis korrekció mibenléte stb.), 10 esetben műtéttechnikai segítséget adtak. A 3D-modelleken elpróbált műtéti tervet (Aristotle-rizikó medián: 11; 10–14) minden esetben sikerült kivitelezni. A műtétek (10/12 tervezett reoperáció) során szövűdmény, halálozás nem fordult elő. A 3D-modellek tetszési indexe, elfogadottsága mind a szakmai csapat, mind a betegek/hozzátartozók körében magas volt.

Következtetés: A 3D nyomtatott szívmodellek válogatott esetekben nagymértékben növelhetik a komplex veleszületett szívhibák műtéteinek biztonságát. Számos előnyük mellett – jelenleg – hátrányuk, hogy az elkészítésükkel járó idő- és anyagi ráfordítás finanszírozására még nincs megfelelő biztosítási háttér.

Orv Hetil. 2019; 160(19): 747–755.

Kulcsszavak: háromdimenziós nyomtatás, veleszületett szívhibák, sebészeti szimuláció, sebészsképzés

Three-dimensional virtual and printed models improve preoperative planning and promote patient-safety in complex congenital and pediatric cardiac surgery

Introduction: Three-dimensional (3D) modelling and printing greatly supports advances in individualized medicine and surgery. In congenital cardiac surgery, 3D-models and printed prototypes offer advantages of better understanding of complex anatomy, hands-on preoperative surgical planning and emulation, improved communication within the multidisciplinary team and to patients. 3D-virtual and printed models often add important new anatomical findings and prompt alternative operative scenarios.

Aim: Validity and realisation of possible clinical benefits were studied.

Method: Computed tomography-angiography raw-data were segmented into 3D-virtual models of the heart-great vessels. Prototypes were 3D-printed as real-size “blood-volume” (rigid material), and 1.5×-scaled “hollow” (translucent, flexible material). Accuracy of the models was evaluated intraoperatively.

Results: We produced 3D-prototypes of the heart-great vessels for 12 case-scenarios (6 males, median age: 11 months) undergoing complex intracardiac repairs. Accuracy was excellent in millimeter-range. Representation of the atrioventricular valves is currently unsatisfactory. Models refined diagnostics in 8/12 and provided new anatomic information in 6/12 cases (e.g., aberrant coronary origin/course, newly-discovered intracardiac communication, etc.); in 10/12 cases they contributed to an improved operative plan (surgical approach, modification of intracardiac repair, etc.); an alternative operative plan emerged in 6/12 cases. Complex operative procedures (staged reoperations in 10/12; Aristotle-score median: 11; 10–14) emulated on 3D-models were materialized successfully. No morbidity/mortality occurred. Acceptance-index of the 3D-models was maximal among the multidisciplinary clinical team and patients/relatives.

Conclusion: 3D-printed models can contribute to the safety of complex congenital cardiac surgeries in selected scenarios. Besides their numerous benefits, currently inadequate financial coverage of the extra time/labour and material/machinery by insurance is mentioned as a major drawback.

Keywords: three-dimensional printing, congenital heart disease, surgical stimulation, surgical training

Király L. [Three-dimensional virtual and printed models improve preoperative planning and promote patient-safety in complex congenital and pediatric cardiac surgery]. *Orv Hetil.* 2019; 160(19): 747–755.

(Beérkezett: 2018. december 18.; elfogadva: 2019. január 19.)

Rövidítések

AV = (atrioventricularis) pitvar-kamrai; CAD = (computer-aided design) számítógépes tervezés; CPT = (current procedural terminology) beavatkozási kódok rendszere; CT = (computed tomography) számítógépes tomográfia; DICOM = (digital imaging and communication in medicine) digitális képkezelés és kommunikáció szabványrendszere az orvostudományban; EKG = elektrokardiográfia; MRI = (magnetic resonance imaging) mágnesesrezonancia-képalkotás; pdf = (portable document format) hordozható dokumentumformátum; STL = (standard tessellation language; stereolithography) számítógépes nyelv, tesszelláció, sztereolitográfia – geometriai fájlformátum, amely a modell felületét közelítő háromszögek segítségével írja le; VSD = (ventricular septal defect) kamrai sövényhiány

‘The heart is sufficiently complicated to easily accommodate to all our ideas.’

(Robert H. Anderson)

(A szív kellőképpen bonyolult ahhoz, hogy könnyen alkalmazkodjék bármely kósza ötletünkhöz.)

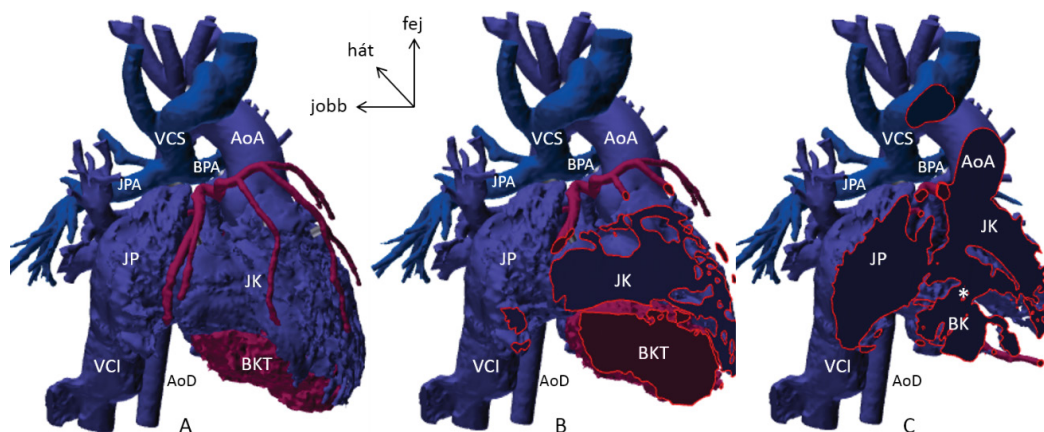
Az anatómiai struktúrák háromdimenziós (3D-s) modellezése és nyomtatása elősegíti a személyre szabott gyógyászatot és sebészetet [1]. A veleszületett szívhibák sebészetében a 3D-modellek azzal könnyítik meg a komplex anatómia megértését, hogy egyesítik a vizuális és taktilis ingereket [2]. A modellek segítségével a műtét interaktív módon megtervezhető és elpróbálható (virtuális műtét) [3, 4]. Használatukkal javulhat a kommunikáció a multidiszciplináris gyógyító csapaton belül, illetve a betegek és hozzátartozóik felé [5]. A 3D-modellek gyakran új anatómiai információt is nyújtanak, és alternatív műtégi megoldások tervezésére és kipróbálására

sarkallnak [6]. Mindezen lehetőségek még a műtét előtt rendelkezésre állnak, és hozzájárulhatnak a nagyobb műteti biztonsághoz [7–9]. Vizsgálatunkban arra kerestük a választ, hogy mennyiben valósulnak meg a fenti lehetséges előnyök a csecsemő- és kongenitális szívsebészeti klinikai gyakorlatban.

Módszer

Vizsgálatunk helyszíne az Egyesült Arab Emírségek (népességszám: kb. 9 millió [10]) veleszületett szívhibás betegeit országos szinten ellátó Sheikh Khalifa Medical City állami oktatókórház. Az itt működő kongenitális szívsebészeti ellátásban évente 400–450 szívűműtétet végzünk. A 3D-modellezést és 3D-nyomtatást igénylő esetek az átlagon felüli összetettségű szívhibával műtetre kerülő (az ún. Aristotle Basic Complexity Score 3–15 közötti tartományában 7 fölött) [11] és (tervezett) reoperációt igénylő betegek alcsoportjából (a sebészeti beteganyag kb. 10%-a) kerültek ki. A 3D-modellek indikációja – a társszakmákkal való megbeszélés után – a bonyolult anatómiai helyzet, a többféle műtégi megoldás lehetősége vagy éppen a műteti megoldások hiánya és a magas műteti rizikó, komplex műteti teendők mérlegelése, előkészítése volt. A 3D-modellezéshez és -nyomtatáshoz megkaptuk az intézet kutatásaitikai bizottságának, valamint a betegeknek-hozzátartozóiknak az engedélyét. A 3D-nyomtatást végző külső résztvevő [Materialise, Leuven, Belgium] kötelezte magát a betegadatokat maximális gondossággal történő kezelésére.

A képalkotás EKG-kapuzott, légzésszünetben felvett, kontrasztadúsított angiográfiával kombinált számítógépes tomográfiával (CT) készült, 0,3–0,7 mm képpont fel-



1. ábra

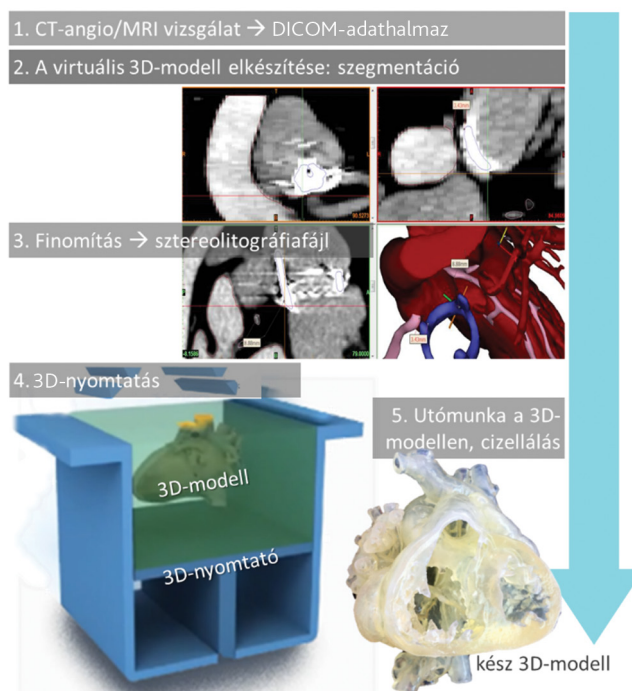
Mesocardia, superior-inferior kamrák (ún. „criss-cross heart”); bal kamrai thrombus (12. eset) 3D virtuális vértérfigatmodelljei. **A)** Korábban a vena cava superior (VCS) tüdőartériákba való beültetése (ún. cavopulmonalis kapcsolat, Glenn-műtét; zöld színnel jelölve) történt. Az alul elhelyezkedő bal kamrában thrombus (lila színnel jelölve) alakult ki. **B)** A modelleken tetszés szerinti metszési síkokkal felderíthető a thrombus kiterjedése. **C)** A bal kamra nem elzárt területéről – a modellen felismert – kamrai sövényhiányon (*) át nyílik kiáramlás a felső, jobb kamra és az aorta felé

AoA = aorta ascendens; AoD = aorta descendens; BK = bal kamra; BKT = bal kamrai thrombus; BPA = bal pulmonalis artéria; JK = jobb kamra; JP = jobb pitvar; JPA = jobb pulmonalis artéria; VCI = vena cava inferior; VCS = vena cava superior

bontásban. A „digital imaging and communication in medicine” (DICOM-) adathalmazból speciális szoftver segítségével [Mimics®, Materialise, Leuven, Belgium] virtuális modell készült (szegmentálás) [12]. A manuális szegmentálást minden esetben a szerző (szívsebész operátor) közreműködésével végezte a klinikai mérnök. A szívnagyerek virtuális – 3D-pdf formátumú – 3D-modelljét a számítógép kényernyőjén (2D-ben) korlátlanul lehetett forgatni, és tetszés szerinti metszetek készülhettek (1. ábra). A virtuális modellt sztereolitográfia (STL)-fájlként elmentve, abból életnagyságú „vértérfigat”- (átlátszatlan anyagból) és egy 1,5×-es nagyítású „üreges” (rugalmas, áttetsző anyagból) 3D-nyomtatvány készült (2. ábra). Ezek „kutatói modell”-nek minősültek, és nem kerültek közvetlen kapcsolatba a beteg szöveteivel [13]. A vértérfigatmodellen valós anatómiai méréseket végeztünk. Az üreges modell az endo- és epicardialis fel-színeket megfelelően reprezentálta, vagyis közöttük az adott szívüreg és/vagy nagyér falvastagságát. A műtéti szimuláció valóságának elősegítése érdekében az üreges modellek anyagminősége megegyezett az emberi artériák fizikai sajátosságaival (Young-modulus: 0,2–9 MPa; feszíthetőség: $1,2\text{--}6,6 \times 10^{-3}$ mm/Hgmm). A műtéti tervet a virtuális és a nyomtatott 3D-modellek segítségével állítottuk fel, illetve próbáltuk el. A modellek pontosságát a műtéti viszonyokkal ellenőriztük. A modelleknek a klinikai döntéshozatalhoz hozzáadott értékét és elfogadottságát kérdőíveken mértük fel mind a klinikai csapat, mind a betegek hozzátartozóinak körében.

Eredmények

Tizenkét komplex veleszületett szívbeteg (6 fiú, 6 lány, medián életkor: 11 hónap; tartomány: 6,5–82) szívnagyereinek 3D virtuális és 3D nyomtatott modelljét készí-



2. ábra

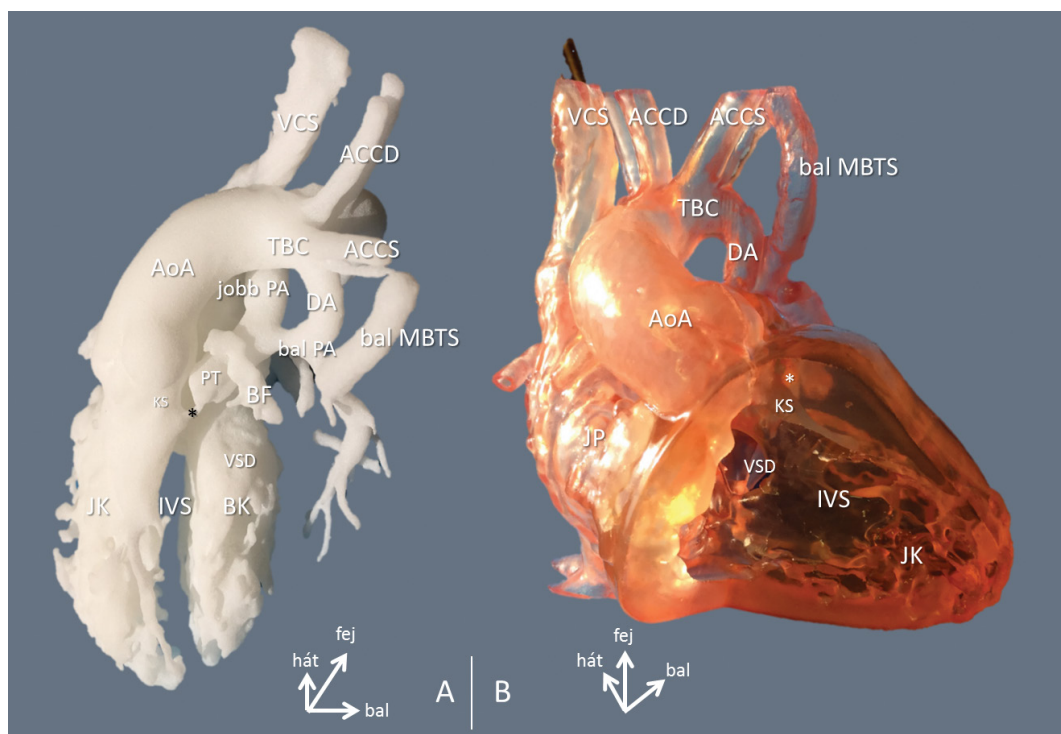
A háromdimenziós modellek készítésének lépései a képkötéstől a nyomtatásig (a részleteket lásd a szövegben)

tettük el szívűtetre való előkészítés keretében (1. táblázat). A CT-angiográfia DICOM-adathalmazából manuális szegmentálással virtuális 3D-modellt (forgatható, szerkeszthető pdf formájában) alkottunk, majd 3D-nyomtatóval (Materialise, Leuven, Belgium) életnagyságú vértérfigat- és falvastagsággal bíró, üreges mintapéldányok készültek. Az extracardialis képletek tanulmányozására a vértérfigatmodell bizonyult alkalmasabbnak. A szívűregek (az ún. szegmentális anatómia) viszonyait, nagyságát a vértérfigatmodell is megfelelően ábrázolta, de az intracardialis anatómia részletei és fő-

1. táblázat | A 3D nyomtatott modellek segítségével műtétre került veleszületett szívbetegségű betegek sajátosságai

No.	Kor (hó)	Diagnózis; a 3D indikációja	Korábbi műtét	3D nyomtatott modellek		Új diagnózis	A modell nyújtotta segítség	Műtét
				Vértér- fogát	Üreges fogát			
1.	6,5	HLHS; aortaív-szűkület	Norwood 1.	Igen	Igen		EC keringés kanulálási módja és helye	Aortaív-plasztika, BDG
2.	7	HLHS; aortaív-szűkület	Norwood 1.	Igen	Nem		Szűkület geometriájának tisztázása	Aortaív-plasztika, BDG
3.	60	Tricuspidalis atresia; subaorticus szűkület, bal pulmonalis ág hypoplasiája	Jobb oldali MBTS	Igen	Igen	Bal a. coronaria főtörzs magas eredése	Aortanyitás és a resectio helyének tisztázása	Subaorticus resectio Pulmonalis artéria plasztikája/BDG
4.	16	Fallot-tetralógia és pulmonalis billentyű hiánya; bal a. coronaria szűkület	Fallot IV. korrekció, biológiai billentyű beültetése	Csak virtuális 3D-modell készült			Bal a. coronaria szűkület oka és helye	Lecompte-manőver: a tárgy jobb pulmonalis ág aorta elé helyezése
5.	15	Mesocardia, bilaterális VCS, közös pitvar és iAVD; cor triatriatum sinistrum	Pitvari terelőfolt, iAVD-korrekció	Csak virtuális 3D-modell készült			Bal pitvari resectio határai	Cor triatriatum korrekció
6.	8	Mesocardia, visceralis heterotaxia, DORV/TGA; bal pulmonalis ág hypoplasiája	(1) Bal oldali MBTS, (2) ductus arteriosus sztent	Igen	Igen	Pulmonalis törzset keresztező bal fülcs	Intracardialis csatorna és pulmonalis folt geometriája	REV-műtét, transannularis folt, monocusp beültetése, PA-plasztika
7.	36	Dextrocardia, visceralis heterotaxia, bilaterális VCS, cTGA; intracardialis anatómia	Bilaterális BDG	Igen	Igen		Intracardialis konduit geometriája	TCPC: intracardialis konduit, PA-plasztika
8.	9	Fallot-tetralógia, hypoplasiás pulmonalis annulus; bizonytalan coronariaanatómia	Bal oldali MBTS	Csak virtuális 3D-modell készült		Ramus descendens anteriorból eredő jobb a. coronaria	JK-PA konduit szükségessége	Teljes korrekció JK-PA konduit beültetésével; PA-plasztika
9.	36	Dextrocardia, vénás beömlési rendellenességek, közös pitvar; residualis ASD	Pitvari terelőfolt beültetése (Mustard-típus)	Nem	Igen		A behatolás iránya; pitvari folt alakja/nagysága	A pitvari terelőcsatorna komplettálása
10.	11	Dextrocardia, visceralis heterotaxia, vénás beömlési rendellenességek, közös pitvar, cAVD; szegmentális anatómia	Nem	Nem	Igen	Muscularis VSD	A pitvari terelőfolt alakja/nagysága	Pitvari terelőcsatorna (Mustard), cAVD-korrekció
11.	8	Dextrocardia, visceralis heterotaxia, vénás beömlési rendellenességek, közös pitvar, pulmonalis stenosis, vascularis ring; szegmentális anatómia	Nem	Igen	Igen	Muscularis VSD	A pitvari terelőfolt alakja/nagysága	Pitvari terelőcsatorna (Mustard), vascularis ring korrekciója
12.	82	Mesocardia, criss-cross heart (superior-inferior kamrák); bal kamrai thrombus	(1) Centrális MBTS, (2) bilaterális BDG	Igen	Igen	Inlet VSD	A bal kamrai thrombus viszonyai, az intracardialis konduit geometriája; kétkamrás keringés lehetsége?	TCPC intracardialis konduit, bal kamrai thrombus eltávolítása

ASD = pitvari sövényhiány; AV = atrioventricularis; BDG = bidirectionalis (Glenn) cavopulmonalis anastomosis; cAVD = komplett atrioventricularis defektus; cAVD-korrekció = komplett AV defektus korrekciója, a kamrai sövényhiány zárása és az AV billentyű(k) plasztikája; cTGA = korrigált nagyér-transzpozíció; DORV = kettős kiáramlású jobb kamra; EC = extracorporalis; HLHS = hypoplasiás bal szívfél szindróma; iAVD = inkomplett atrioventricularis defektus; JK-PA = jobb kamra-pulmonalis artéria; MBTS = módosított Blalock-Taussig-sönt; PA = pulmonalis artéria; REV = „réparation à l'étage ventriculaire”, a kiáramlási pályák kamrai szinten történő megkeresztése; TCPC = teljes cavopulmonalis kapcsolat kialakítása, Fontan-műtét; TGA = nagyér-transzpozíció; VCS = vena cava superior; VSD = kamrai sövényhiány



3. ábra

Mesocardia (dextrorotáció), kettős kiáramlású jobb kamra, funkcionális pulmonalis atresia, jobb oldali aortaív 3D-modelljei (6. eset). **A)** Vértérfogat-modell, **B)** üreges modell. Korábban bal oldali módosított Blalock–Taussig-sönt (MBTS) és ductus arteriosus (DA) sztent beültetése történt, ami nem javította a bal pulmonalis ág hypoplasiáját. A jobb kamrából (amelynek előre felé mutató szívcsúcsát az üreges modellen eltávolítottuk) a pulmonalis törzs felé tűszúrásnyi kijárat nyílik (*). A pulmonalis törzs tervezett megnyitásának tengelyét a bal fülcsé (BF) keresztezi

a. = arteria; AoA = aorta ascendens; ACCD = a. carotis communis dextra; ACCS = a. carotis communis sinistra; BF = bal fülcsé; BK = bal kamra; DA = ductus arteriosus; JK = jobb kamra; JP = jobb pitvar; IVS = kamrák közötti sővény; KS = kiáramlási sővény; MBTS = módosított Blalock–Taussig-sönt; PA = pulmonalis artéria; PT = pulmonalis törzs; TBC = truncus brachiocephalicus; VCS = vena cava superior; VSD = kamrai sővényhiány

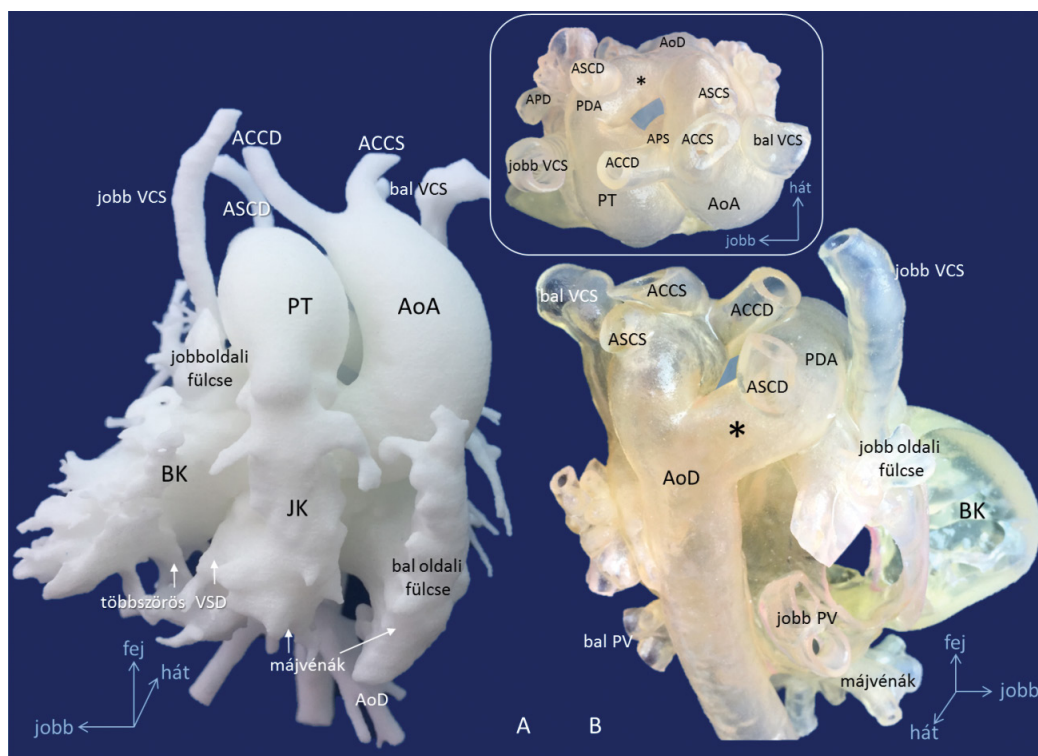
képpen a szívüregek kommunikációi (például sővényhiányok) az üreges modelleken jobban mutatkoztak (3. ábra). Az atrioventricularis (AV) billentyűket a CT nem regisztrálta megfelelően; ábrázolásukra a 3D-nyomtatás jelenleg nem tűnik alkalmasnak.

A vizsgálati beteganyagban közel kétharmad volt a kétkamrás keringés reményével műtetre kerülő esetek aránya (7/12, 58,33%). Gyakoriak voltak a szív helyzeti rendellenességei (dextrocardia/mesocardia: 7/12, 58,33%), a szisztémás vénás beömlési anomáliák (6/12, 50%) és a visceralis heterotaxia (4/12, 33,33%) (4. ábra). A 3D-modellezés indikációja a rendellenességek pontos szegmentális anatómiájának és térbeli elhelyezkedésüknek a tisztázása volt. 3D virtuális modellek minden esetben készültek, amelyekből vértérfogat- (n = 7) és üreges (n = 8) prototípusokat nyomtattunk. Három esetben elegendő volt a virtuális 3D-modell elemzése az anatómia tisztázásához, illetve a műtéti terv felállításához. Közülük kettő vonatkozott a coronariaeredés, illetve -lefutás viszonyaira (5. és 6. ábra).

A 3D-modellek az esetek kétharmadában (8/12) pontosították a diagnózist, felében pedig új anatómiai információt (rendellenes coronaria eredés/lefutás, korábban nem észlelt VSD stb.) nyújtottak. A diagnosztikus előnyökön túl, túlnyomó részben (10/12, 83,33%) konkrét

műtéttechnikai segítséget is adtak: az extracorporalis keringéshez való kanülálásra, a megnyitandó szívüreg oldalágára, az intracardialis korrekció mibenlétére stb. vonatkozóan. A betegcsoport felében megváltoztatták a műtéti tervet, például a ramus descendens anteriorból eredő rendellenes jobb arteria coronaria esetén jobb kamra–pulmonalis törzs konduit beültetését indikálták (8. eset) (6. ábra). Három – nagy műtéti rizikó miatt – korábban inoperábilisnak minősített beteg (3, 7. és 12. beteg) esetében a 3D-modellek új betekintést adtak, és lehetőséget egy kevésbé veszélyes műtéti terv felállítására.

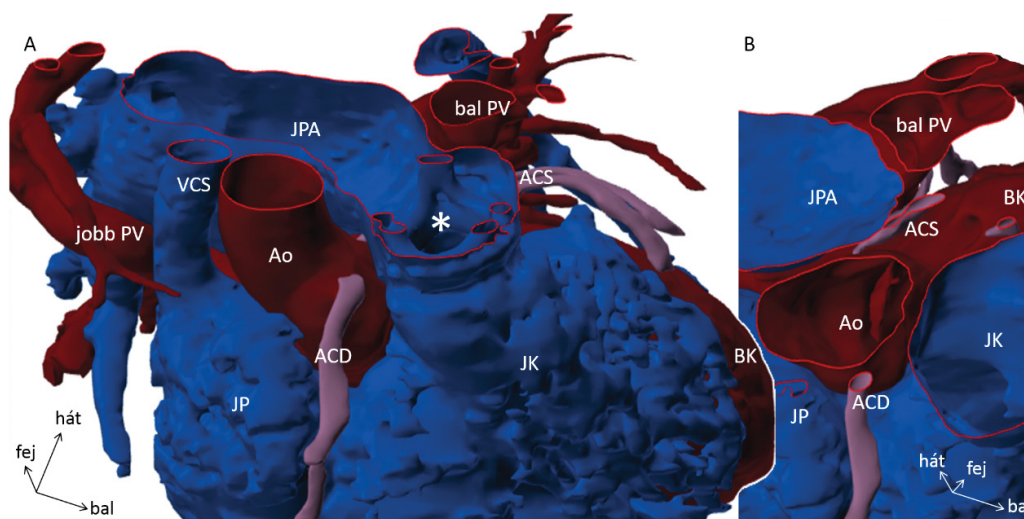
A képletek pontos mérésére a vértérfogat-, míg a műtéti terv szimulálására az üreges 3D-modellt használtuk [14]. A műtét előtt a modelleken megterveztük a műtét menetét, a kanülálás, a megnyitandó szegmentumok stb. részleteit – például a beültetendő terelőcsatornák, foltok méretét, nagyságát. Mindez a betegbiztonságot, a szövődmények elkerülését és a műtéti idő lerövidítését célozta. A betegek többségénél (10/12, 83,33%) korábban történt már műtéti beavatkozás. Módosított Norwood I. műtét utáni proximális aortaív-szűkület eseteiben a modellek segítségével mérlegeltük a ballonos tágitás lehetőségét. A szűkületek nem voltak alkalmasak a katéterintervencióra. Egykamrás keringés esetén a 3D-



4. ábra

A szív és a nagyerek 3D-modelljei (11. eset). Dextrocardia (tükröképfelyzet), visceralis heterotaxia, kétoldali VCS, a VCI hiánya és az alsó testfél vénás beáramlása a v. hemiazygos útján; a szimmetrikus májvénák közös pitvarba nyílnak. **A)** A 3D-vertérfogatmodellen frontális nézetből látható az elől fekvő jobb kamra (JK), amely tágult pulmonalis törzs (PT) felé ürít. Mögötte és a jobb oldalon a bal kamra (BK) az aortához (AoA) kapcsolódik. A két kamra közötti hidakként ábrázolódnak a kamrai sövényhiányok (VSD). **B)** 3D üreges modell hátulnézetből: a bal oldali aortaív első ága az a. carotis communis dextra (ACCD); majd az a. carotis communis sinistra (ACCS) és az a. subclavia sinistra (ASCS) következik. Az aberráns a. subclavia dextra (ASCD) az aortaív utolsó ágaként Kommerell-diverticulum (*) útján ered, és nyitott ductus arteriosussal (PDA) érgyűrűt alkot. Alul a közös pitvarba nyíló májvénák ábrázolódnak. A felső keretes képen az érgyűrű felülnézetből látható

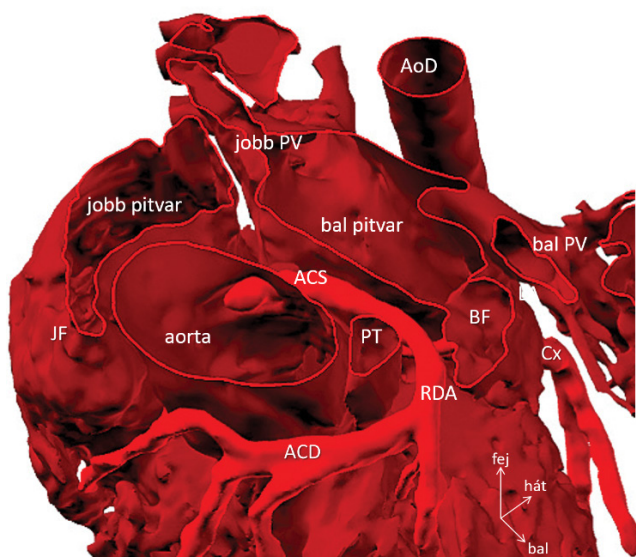
a. = arteria; ACCD = a. carotis communis dextra; ACCS = a. carotis communis sinistra; AoA = aorta ascendens; AoD = aorta descendens; APD = jobb pulmonalis artéria; APS = bal pulmonalis artéria; ASCD = a. subclavia dextra; ASCS = a. subclavia sinistra; BK = bal kamra; JK = jobb kamra; PDA = persistens ductus arteriosus; PT = pulmonalis törzs; PV = pulmonalis vénák; VCI = vena cava inferior; VCS = vena cava superior; VSD = kamrai sövényhiány; *: Kommerell-diverticulum



5. ábra

A bal a. coronaria főtrónus eredésének szűkülete Fallot-tetralógia és pulmonalisbillentyű-hiány biológiai műbillentyű beültetésével történt korrekció után (4. eset). A 3D virtuális modellezésre a bal a. coronaria szűkület pontos okának kiderítése céljából került sor. **A)** A pulmonalis törzs sinotubularis határának magasságában végzett horizontális metszetből látható a biológiai műbillentyű szájadéka (*), fémkerete és a tágult jobb pulmonalis artéria (JPA). **B)** A koszorúerek eredésének magasságában végzett metszet bemutatja, hogy a bal a. coronaria eredését az aneurizmaszerűen tágult JPA elnyomja, miközben a műbillentyű már nem ábrázolódik e régióban

a. = arteria; ACD = a. coronaria dextra; ACS = a. coronaria sinistra; Ao = aorta; BK = bal kamra; JK = jobb kamra; JPA = jobb pulmonalis artéria; PA = pulmonalis artéria; PV = pulmonalis vénák; VCS = vena cava superior



6. ábra

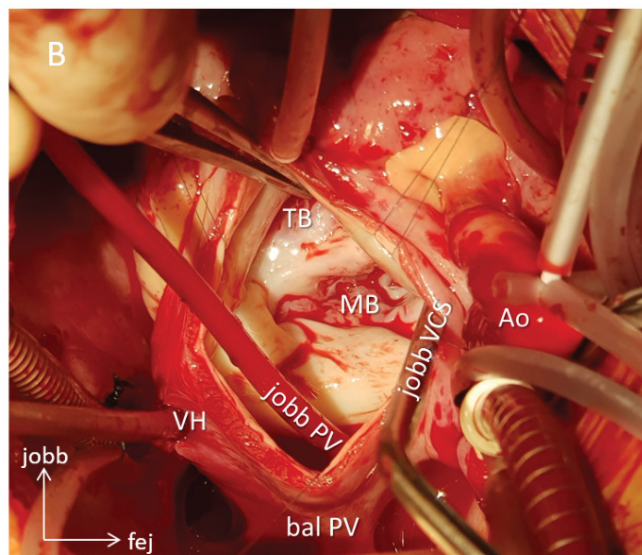
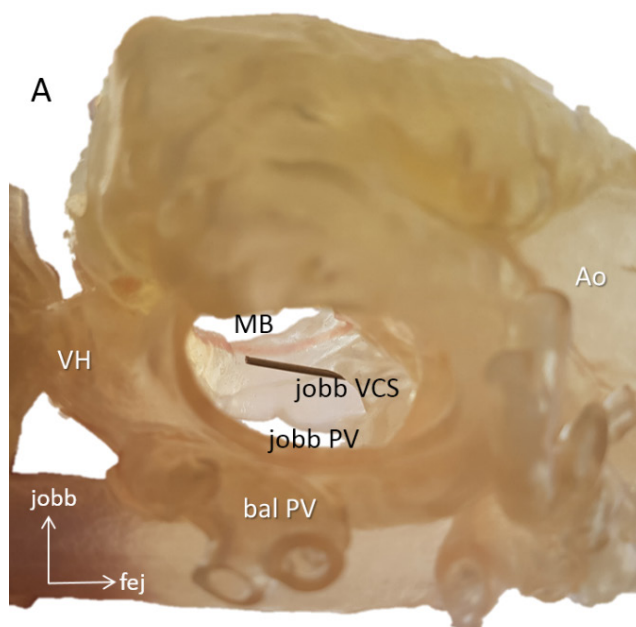
Bizonytalan coronariaanatómia Fallot-tetralógia, hypoplasziás pulmonalis annulus teljes korrekciója előtt (8. eset). A virtuális 3D-modellnek az aorta sinotubularis határán végzett horizontális metszetén jól látható, hogy a jobb koszorúér nem az aortából, hanem az egycoronariás rendszer ritka variánsaként a ramus descendens anteriorból ered. Ez az anomália a tervezett korrekciós műtét során veszélybe sodorta volna a jobb a. coronariát, amennyiben a hypoplasziás pulmonalis annuluson átívelő (ún. transannularis) folt a koszorúér átvágásával járt volna. A jobb kamra akadálytalan kiáramlását jobb kamra–pulmonalis törzs átídaló konduittal biztosítottuk

a. = arteria; ACD = a. coronaria dextra; ACS = a. coronaria sinistra; AoD = aorta descendens; BF = bal fülcs; Cx = ramus circumflexus; JF = jobb fülcs; PV = tüdővénák; PT = pulmonalis törzs; RDA = ramus descendens anterior

modellek nyújtotta megnövekedett diagnosztikus ismeret és műtétechnikai biztonság lehetőséget adott, hogy továbblépjünk az ún. Fontan-keringés felé történő következő műtéti lépcsőfokra (a részleges vagy teljes cavo-pulmonalis kapcsolat kialakítására). A modellek az intraoperatív viszonyokkal összevetve a milliméter-tartományban megfelelő pontosságúak voltak (7. ábra). A műtét előtt a 3D-modelleken elpróbált komplex (medián Aristotle-rizikó-pontszám: 11; tartomány: 10–14) műtéti tervet minden esetben sikerült kivitelezni. Megfelelő kontrollcsoport hiányában nincsenek adatok a műteti idő lerövidülésére vonatkozóan. Az operatőr megfigyelése, a modelleken látott viszonyok intraoperatív azonosítása megkönnyítette a műtét végrehajtását – például a méret és alak szerint eltervezett folt(ok) beültetését, a műtét előtt elpróbált lépések megvalósítását –, hozzájárulva a beteg műtét alatti biztonságához. A műtétek során szövődmény, halálozás nem fordult elő. Az utánkötés alatt nem tervezett reoperációra nem volt szükség.

A bemutatott esetek (n = 12) egyévi (2017) szívsebészeti beteganyagunknak (n = 408) az átlagon felüli összetettségű szívhibával reoperációra kerülő alcsoportjából (n = 42) kerültek ki. Célszerű lenne, hogy a helyi eszköz- és személyzetinfrastruktúra fejlesztésével a 3D-modellezés elérhető legyen az összes komplex beteg számára, ami évi kb. 50 3D-modellezést jelentene.

A 3D-modellezéssel és -nyomatással kapcsolatos külön ráfordítás a szegmentáláshoz szükséges munkaidő (2–4 óra intenzív számítógépes munka), a nyomtatási folyamat (a modell nagyságától és komplexitásától füg-



7. ábra

A műtét menetének szimulálása dextrocardia (tükröképfelyzet), visceralis heterotaxia, vénás beömlési rendellenességek, közös pitvar esetén (10. eset). **A)** A 3D üreges nyomtatott modellen azonosíthatók a szíven belüli anatómiai viszonyok (például szonda a jobb vena cava superior szájadékában; a tricuspidalis billentyű szájadékát a modell fala takarja); megtervezhető a behatolás iránya (a képen a bal oldali pitvar megnyitásával), a beültetendő terelőfolt alakja, nagysága stb. **B)** A műtét során a bal oldali pitvar megnyitásával azonosíthatók a 3D-modellel megismert struktúrák (például fémzívó a jobb vena cava superior szájadékában), és a műtét menete az előzetes terveket követi. A 3D-modell és az intraoperatív kép szoros egyezést mutat

Ao = aorta; MB = mitralisbillentyűszájadék; PV = pulmonalis vénák; TB = tricuspidalisbillentyűszájadék; VCS = vena cava superior; VH = vena hepatica

2. táblázat | A szakmai csoport és a beteg-hozzáértő véleményének átlagértékei a 3D-modellezésről kérdőíves felmérés alapján. Értéktartomány: 1 = nagyon nem ért egyet, 2 = nem ért egyet, 3 = közömbös, 4 = egyetért, 5 = nagyon egyetért

Kérdések	Klinikai személyzet (26 válasz)	Beteg-hozzáértő (14 válasz)
A 3D virtuális modell segítette az anatómia/klinikai helyzet megértésében	4,8	4,2
A 3D nyomtatott modell többletinformációt adott	4,1	4,9
A 3D-modellek:		
• Pontosak voltak	4,1	5
• Javították a kommunikációt	4,9	
• Hozzájárultak a jobb betegbiztonsághoz a műtét során	4,9	
• Ár/érték arányuk megfelelő volt	4	
Vállalná a 3D-modellezéssel járó többletmunkát	4,7	4,6
Vállalná a 3D-modellezés többletköltségét	4,5	4,8

gően 4–6 óra) és az infrastruktúra kiépítése (például speciális szoftver, 3D-nyomtató és az ezeket működtető személyzet) formájában jelentkezett. Egy (vérttérfogat- és üreges) 3D-modellpár piaci ára 2750 amerikai dollár körül volt, amelyben az anyagköltségek kb. 15%-ot tettek ki. A jelenlegi esetszám mellett (kb. évente 20–25 modellig) helyi infrastruktúra kiépítése helyett külső szolgáltató bevonása tűnt anyagilag jobb megoldásnak. A 3D-modellezésre és -nyomtatásra alkalmazható nemzetközileg elfogadott beavatkozási, ún. CPT-kód (Current Procedural Terminology) [15] hiányában a modellek elszámolása a betegbiztosító felé nem volt lehetséges. A modellek elkészítése nem rótt semmilyen anyagi terhet a betegekre és/vagy hozzátartozókra; a költségeket alapítványi forrásból (Hamdan bin Rashid Al Maktoum Foundation for Distinguished Academic Performance) fedeztük.

A 3D-modellek tetszési indexe és a hasznosságukról alkotott vélemény mind a szakmai csapat, mind a beteg-hozzáértő körében magasabb volt, mint a nemzetközi irodalomban közölt értékek [16]. A klinikai csapat tagjai számára már a virtuális modellek is megfelelő többletinformációt nyújtottak. A hozzátartozók előnyben részesítették a kézbe fogható, nyomtatott modelleket, a monitoron nézhetőkhöz képest (2. táblázat).

Megbeszélés

A gyermekkardiológiában, majd a veleszületett szívhibák sebészetében orvosok generációi szívpreparátumokon tanulmányozták az összetett anatómiai viszonyok térbeli elhelyezkedését [17, 18]. A preparátumok különleges előnye, hogy kézbe vehetők, forgathatók, kinyithatók. A térbeli látás és tapintás az ún. multiszenzoros konver-

gencia részeként kiegészítik és erősítik egymást, tehát többletinformációt biztosítanak [19–22].

A háromdimenziós kardiológiai klinikai képalkotás (3D/4D echokardiográfia, 3D rotációs angiográfia, CT-angiográfia és a mágneses rezonancia elvén működő képalkotás [MRI] és ezek adatainak összekapcsolása) fejlődésével új, a beteg egyedi anatómiai viszonyait bemutató 3D-modellek készítésére van lehetőség [23, 24]. *Barabás és mtsai* szív ciklusadatokat rendeltek a morfológiai információhoz, és a műtėti tervezést elősegítő számítástechnikai döntéstámogató rendszert építettek ki [25]. Noha ezek a képalkotó eljárások egyre jobb felbontásban, pontosan és a légzéssel összefüggő elmozdulások hatása nélkül mutatják meg a funkcionális anatómiai viszonyokat, az általuk létrehozott modellek még mindig csak a képernyő síkján (vagyis két dimenzióban, ún. *in silico*) jelennek meg [26].

A 3D nyomtatott modellek előnye, hogy a fizikai valóságban léteznek, és így lehetőséget adnak arra, hogy kommunikációs, oktatási és műtėti előkészítő feladatokat teljesítsenek be [27, 28]. *Benke és mtsai* hazai, felnőtt szívsebészeti példán mutatták be a 3D nyomtatott modell alapvető szerepét igen magas rizikójú mellkasi újranyitást esetén [29]. Gyakorlatunkban a modellek többletismereteket adtak az adott anatómiáról, elősegítették a csapaton belüli, a társszakmák közötti és a betegekkel vagy hozzátartozóikkal való kommunikációt. Az újszülötteken, összetett szívhibákban, reoperációként végzett szív műtétek rizikója még mindig magasabb más orvosi tevékenységekhez képest [30]. Szakmánkban meredek a tanulási időszak görbéje, és magasak az elvárások [31]. Komplex reoperációk előkészítése során a betegspecifikus modelleken való tanulás hozzájárul a műtét alatti nagyobb betegbiztonsághoz. Ebben látjuk a modellek legnagyobb előnyét.

A 3D-modellezésre és -nyomtatásra fordított többletmunka és infrastruktúra finanszírozása jelenleg nem megoldott, noha felhasználásuk már most is messze túl lépte az eseti jelleget, és számos sebészeti ellátásban (például az ortopédiában, a maxillofacialis sebészetben) napi gyakorlat a 3D-nyomtatással előállított, betegspecifikus implantátumok, protézisek, külső fixátorok és sebészeti eszközök használata [1]. A 3D-nyomtatás – a biomérnöki kutatásokkal kombinálva – olyan lehetőség, amely a kutatás és a klinikai alkalmazás együttműködésének új szintjét teremtheti meg. Szűkebb szakmánkban célunk az lehet, hogy egy napon ne csak 3D-modelleket, hanem – akár noninvazív módon – beültethető, biológiaiilag kompatibilis foltokat, szívsegmentumokat vagy akár teljes szerveket nyomtathassunk.

Anyagi támogatás: A közlemény megírása, illetve a kapcsolódó kutatómunka anyagi támogatásban nem részesült. A 3D-modellek elkészítését a Hamdan bin Rashid Al Maktoum Foundation for Distinguished Academic Performance támogatta.

A cikk végleges változatát a szerző elolvasta és jóváhagyta.

Érdekltségek: A szerzőnek nincsenek érdekltségei.

Köszönetnyilvánítás

A szerző köszönetét fejezi ki *Magali Minet* és *Carlos Perez* klinikai mérnököknek (Materialise, Leuven, Belgium), akik a vizsgálatban szereplő digitális szívmodelleket a szerző közreműködésével elkészítették és a háromdimenziós nyomtatást felügyelték.

Irodalom

- [1] Hoang D, Perrault D, Stevanovic M, et al. Surgical applications of three-dimensional printing: a review of the current literature & how to get started. *Ann Transl Med.* 2016; 4: 456.
- [2] Mottl-Link S, Boettger T, Krueger JJ, et al. Images in cardiovascular medicine. Cast of complex congenital heart malformation in a living patient. *Circulation* 2005; 112: e356–e357.
- [3] Kurup HK, Samuel BP, Vettukattil JJ. Hybrid 3D printing: a game-changer in personalized cardiac medicine? *Expert Rev Cardiovasc Ther.* 2015; 13: 1281–1284.
- [4] Schievano S, Migliavacca F, Coats L, et al. Percutaneous pulmonary valve implantation based on rapid prototyping of right ventricular outflow tract and pulmonary trunk from MR data. *Radiology* 2007; 242: 490–497.
- [5] Biglino G, Capelli C, Wray J, et al. 3D manufactured patient-specific models of congenital heart defects for communication in clinical practice: feasibility and acceptability. *BMJ Open* 2015; 5: e007165.
- [6] Ong CS, Loke Y-H, Opfermann J, et al. Virtual surgery for conduit reconstruction of the right ventricular outflow tract. *World J Pediatr Congenit Heart Surg.* 2017; 8: 391–393.
- [7] Schmauss D, Haerberle S, Hagl C, et al. Three-dimensional printing in cardiac surgery and interventional cardiology: a single-centre experience. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2015; 47: 1044–1052.
- [8] Yoo SJ, Thabit O, Kim EK, et al. 3D printing in medicine of congenital heart diseases. *3D Print Med.* 2016; 2: 3.
- [9] Shiraishi I, Yamagishi M, Hamaoka K, et al. Simulative operation on congenital heart disease using rubber-like urethane stereolithographic biomodels based on 3D datasets of multislice computed tomography. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2010; 37: 302–306.
- [10] United Arab Emirates World Poll 2016. Available from: <http://ghdx.healthdata.org/geography/united-arab-emirates> [accessed: February 2, 2018].
- [11] Jacobs JP, Mayer JE Jr, Mavroudis C, et al. The Society of Thoracic Surgeons Congenital Heart Surgery Database: 2017 update on outcomes and quality. *Ann Thorac Surg.* 2017; 103: 699–709.
- [12] Materialise Mimics® CT heart tool for heart chamber segmentation: quantitative validation. Available from: <http://www.materialise.com/en/resources/medical/white-papers/materialise-whitepapermimicscthearttoolvalidationstudy> [accessed: December 15, 2017].
- [13] Cantinotti M, Valverde I, Kutty S. Three-dimensional printed models in congenital heart disease. *Int J Cardiovasc Imaging* 2017; 33: 137–144.
- [14] Király L, Tofeig M, Jha NK, et al. Three-dimensional printed prototypes refine the anatomy of post-modified Norwood-I complex aortic arch obstruction and allow presurgical simulation of the repair. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2016; 22: 238–240.
- [15] Current Procedural Terminology (CPT®) codes. Available from: <https://www.aapc.com/resources/medical-coding/cpt.aspx> [accessed: July 20, 2018].
- [16] Martelli N, Serrano C, van den Brink H, et al. Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: a systematic review. *Surgery* 2016; 159: 1485–1500.
- [17] Maude Abbott. Available from: <http://www.mcgill.ca/medical-museum/introduction/history/physicians/abbott> [accessed: September 24, 2016].
- [18] Abbott ME. Atlas of congenital cardiac disease. American Heart Association, New York, NY, 1936; p. 14.
- [19] Multisensory (convergence, integration). In: Binder MD, Hirokawa N, Windhorst U. (eds.) *Encyclopedia of neuroscience.* Springer, Berlin, Heidelberg, 2009; p. 182. Available from: https://doi.org/10.1007/978-3-540-29678-2_3651 [accessed: December 3, 2018].
- [20] Pouget A, Deneve S, Duhamel JR. A computational perspective on the neural basis of multisensory spatial representations. *Nat Rev Neurosci.* 2002; 3: 741–747.
- [21] James TW, Humphrey GK, Gati JS, et al. Haptic study of three-dimensional objects activates extrastriate visual areas. *Neuropsychologia* 2002; 40: 1706–1714.
- [22] Lunghi C, Alais D. Touch interacts with vision during binocular rivalry with a tight orientation tuning. *PLoS ONE* 2013; 8: e58754.
- [23] Fagan TE, Truong UT, Jone PN, et al. Multimodality 3-dimensional image integration for congenital cardiac catheterization. *Methodist DeBakey Cardiovasc J.* 2014; 10: 68–76.
- [24] Biaggi P, Fernandez-Golfín C, Hahn R, et al. Hybrid imaging during transcatheter structural heart interventions. *Curr Cardiovasc Imaging Rep.* 2015; 8: 33.
- [25] Barabás JI, Pólos M, Daróczy L, et al. Computer-assisted decision-making in cardiac surgery: from 3D preoperative planning to computational fluid dynamics in the design of surgical procedures. [Számítástechnikai döntéstámogató rendszer kiépítése a szívsebészetben: a 3D tervezéstől a posztoperatív eredményekig.] *Magy Seb.* 2018; 71: 117–125. [Hungarian]
- [26] Oktay O, Bai W, Guerrero R, et al. Stratified decision forests for accurate anatomical landmark localization in cardiac images. *IEEE Trans Med Imaging* 2017; 36: 332–342.
- [27] Baker CJ, Sinha R, Sullivan ME. Development of a cardiac surgery simulation curriculum: from needs assessment results to practical implementation. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2012; 144: 7–16.
- [28] Preece D, Williams SB, Lam R, et al. ‘Let’s get physical’: advantages of a physical model over 3D computer models and textbooks in learning imaging anatomy. *Anat Sci Educ.* 2013; 6: 216–224.
- [29] Benke K, Barabás JI, Daróczy L, et al. Routine aortic valve replacement followed by a myriad of complications: role of 3D printing in a difficult cardiac surgical case. *J Thorac Dis.* 2017; 9: E1021–E1024.
- [30] Coulson JD, Seddon MR, Readdy WF. Advancing safety in pediatric cardiology – approaches developed in aviation. *Congenital Cardiol Today* 2008; 6: 1–10.
- [31] Maruthappu M, Duclos A, Lipsitz SR, et al. Surgical learning curves and operative efficiency: a cross-specialty observational study. *BMJ Open* 2015; 5: e006679.

(László Király dr.,
Al Karamah Street, POB 51900, *Abu Dhabi*,
United Arab Emirates
e-mail: laszlokir@gmail.com)